

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: 2000175886 A

(43) Date of publication of application: 27.06.2000

(51) Int. Cl. A61B 5/08

(21) Application number: 10354751

(22) Date of filing: 14.12.1998

(71) Applicant: NIPPON KODEN CORP

(72) Inventor: UTSUNOMIYA HIDETAKA
YOKOO TADASHI(54) METHOD AND APPARATUS FOR
PROCESSING VENTILATION DATA

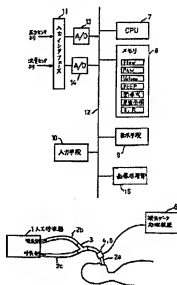
is obt'd.

COPYRIGHT: (C)2000,JPO

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To accurately obtain $C(=1/E)$ and R even when a patient connected with a respirator performs spontaneous respiration.

SOLUTION: Driving pressure of a respirator 1 is measured by means of a pressure sensor 4 at a plurality of points in time and respiration flow rate of a patient and respiration vol. of the patient in a conduit 2a are measured based on output of a flow rate sensor 5. In this case, measured driving pressure, flow rate and vol. are substituted into a related equation of a linear function between E (a reciprocal of compliance) and R (a respiratory tract resistance) which is held when there exists no spontaneous respiration and has the driving pressure of the respirator 1, the flow rate in the conduit 2a and respiration vol. of the patient as constants to obtain the related equation at each point and points of intersection of a group of straight lines expressing these related equations in the E - R coordinate are obt'd. and the point of intersection with the highest frequency



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-175886

(P2000-175886A)

(43) 公開日 平成12年6月27日 (2000.6.27)

(51) Int. Cl.

A 61 B 5/08

識別記号

F I

A 61 B 5/08

サーチワード(参考)

4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平10-354781

(22) 出願日 平成10年12月14日 (1998.12.14)

(71) 出願人 000230082

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72) 発明者 宇都宮 秀孝

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本

光電工業株式会社内

(72) 発明者 横尾 正

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本

光電工業株式会社内

(74) 代理人 100074147

弁護士 本田 崇

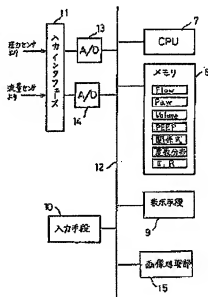
Fターム(参考) 4C038 S301 S304 S306 S305

(54) 発明の名称 換気データ処理方法および装置

(57) 【要約】

【課題】 人工呼吸器を接続された患者が自発呼吸を行なっていないにもかかわらず、Rを正確に求めること。

【解決手段】 換気の時点において、圧力センサ4により人工呼吸器1の駆動圧を測定し、前記流量センサ5の出力に基づいて導管2 a内の患者の呼吸流量および患者呼吸音幅を測定し、自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器1の駆動圧、前記導管2 a内の流量、患者呼吸音幅を定数とするE (コンプライアンスの逆数) とR (気道抵抗) の1次関数の関係式に、測定した駆動圧、流量および音幅を代入して各時点における関係式を求め、E - R 座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求め、傾度が最も高い交点を求める。



(2)

特開2000-175886

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理方法であって、

複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定し、

自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とするE（コンプライアンスの逆数）とR（気道抵抗）の1次同数の関係式に、測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求め、

E-R座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求め、

傾度が最も高い交点を求めることを特徴とする換気データ処理方法。

【請求項2】 人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理方法であって、

複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定する測定手段と、

自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とするE（コンプライアンスの逆数）とR（気道抵抗）の1次同数の関係式に、前記測定手段により測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求める関係式作成手段と、

E-R座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求める交点検出手段と、

この交点検出手段が求めた交点のうち傾度が最も高い交点を求める最高傾度交点検出手段と、

を具備することを特徴とする換気データ処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人工呼吸器を接続された患者の口元付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】人工呼吸器下での患者の呼吸管理を行う上で重要なパラメータとして、換気力学的側面から、コンプライアンスC、呼吸抵抗（気道抵抗）Rがあげられる。換気力学的に呼吸回路を考えた場合、等価回路は図8のようになる。ここで、負荷はCとRであり、駆動源は、患者の呼吸筋圧（横隔膜、肋間筋などによる

2

呼吸筋圧の総和） P_{mus} と人工呼吸器の駆動圧（人工呼吸器） P_{aw} である。

【0003】この構成によれば、患者のC、Rに応じ、呼吸筋圧（自発呼吸圧） P_{mus} と人工呼吸器圧 P_{aw} で補助しながら、必要な換気量を確保している、と言える。C、Rはウィーニングに向けて、変化していくことが多い。従って、負荷C、Rを必要な時にいつでも知り得ることは呼吸管理上、特に換気力学的な管理の上から重要である。

【0004】C、Rを求める方法はいくつか提案されているが、いずれも自発呼吸 P_{mus} を測定できないので、自発呼吸がない、すなわち $P_{mus}=0$ の条件付きで求めている。

【0005】ここで従来の最小2乗法によるC、R算出方法を説明する。まず図8の等価回路において、1呼吸期間、Cが一定（変化しない）と仮定すると、次式が成立する。

$$\Delta P_{aw} = R \times \dot{V}_t + E \times V_t + P_{mus} \quad \dots (1)$$

ここで、E=1/C

\dot{V}_t ：時刻tの時の流量Flow

V_t ：時刻tの時の患者呼吸容積Volume、吸気開始時点の値をゼロとする。

ΔP_{aw} ：時刻tの時の等価的 ΔP_{aw} 、 $\Delta P_{aw} = P_{aw} - P_{EEP}$ （PEEP：呼吸終末圧；positive end-expiratory pressure）

P_{mus} ：時刻tの時の P_{mus}

【0007】実測される時刻 t_1 の時の ΔP_{aw} を ΔP_{aw1} とし、(1)式の ΔP_{aw1} と \dot{V}_t の値の2乗を計算し、それの1呼吸期間分の和をSとする。ここで、自発呼吸がない、

即ち $P_{mus}=0$ とすると、

$$S = \sum (\Delta P_{aw1} - R \times \dot{V}_t - E \times V_t)^2 \quad \dots (2)$$

(2)式は、EまたはRに関して、下に凸なので、Sが最小になる条件は、

$$\partial S / \partial R = 0 \quad \text{かつ} \quad \partial S / \partial E = 0 \quad \dots (3)$$

(3)式は、E、Rを未知数とした連立方程式なので、E、Rを求めることができる。しかし自発呼吸がある場合は呼吸筋圧 P_{mus} が発生しており、 P_{mus} は測定できないため正確にE、Rを測定することはできない。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】従来はこのような、 $P_{mus}=0$ であるとしてE=1/C、Rを求めていたため、自発呼吸があるときはこれらの値を正確に求めることはできなかった。

【0009】本発明の目的は、自発呼吸がある場合であってもE=1/C、Rを正確に求めることである。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の原理を説明する。(1)式において、 $P_{mus}=0$ 、 $\Delta P_{aw1} = \Delta P_{aw}$ とし

(3)

特開 2000-175886

4

て、E と R について整理すると、

$$E = -(P_1/V_1) \times R + \Delta P_{\text{Paw}}/V_1$$

(4) 式は時刻 t において、E と R の 1 次関数で、E 軸と R 軸の値交換法で表される。

【0011】呼吸期間において、自発呼吸が無い場合、全直線を引き、図 2 に示すようになる。P 点は、1 呼吸期間において変化しない点、即ち求める E、R を表している。E、R は一定であり、自発呼吸が無いので (4) 式が成立するからである。

【0012】一方、自発呼吸がある時刻の直線は、(4) 式は成立せず、P 点を通らない。また、 P_{aw} は常に変動するので定まった点を通らない。

【0013】しかし 1 呼吸期間の間には、自発呼吸がない時刻が存在するので、そのときはある定まった点を通り、また、多少自発呼吸がある場合でも、ある程度定まった集中点があることになる。図 3 にこのような場合の集中点 Q を示す。本発明は、以上の原則に基づきなされたものである。

【0014】請求項 1 に係る方法は、人工呼吸器を接続された患者の口腔付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理方法であって、複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定し、自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とする E (コンプライアンスの逆数) と R (気道抵抗) の 1 次関数の関係式に、測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求め、E-R 座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求め、傾度が最も高い交点を求めることを特徴とする。

【0015】請求項 2 に係る装置は、人工呼吸器を接続された患者の口腔付近の呼吸回路内の圧力を検出する圧力センサの出力と、その患者の呼吸流量を検出する流量センサの出力を処理する換気データ処理装置であって、複数の時点において、前記圧力センサにより人工呼吸器の駆動圧を測定し、前記流量センサの出力に基づいて前記患者の呼吸流量および患者呼吸容積を測定する測定手段と、自発呼吸はないとした場合に成立し、人工呼吸器の駆動圧、前記患者の呼吸流量、患者呼吸容積を定数とする E (コンプライアンスの逆数) と R (気道抵抗) の 1 次関数の関係式に、前記測定手段により測定した駆動圧、流量および容積を代入して各時点における関係式を求める関係式作成手段と、E-R 座標におけるこれらの関係式を示す直線群の交点を求める交点検出手段と、この交点検出手段が求めた交点のうち傾度が最も高い交点を求める最高傾度交点検出手段と、を具備することを特徴とする。

【0016】

…(4)

【発明の実施の形態】図 4 は、本発明の換気データ処理装置が用いられる測定システムの全体構成を示す図である。この図に示すように、患者の気道は導管 2 a の一端に接続されている。導管 2 a の他端は Y アダプタ 3 の第 1 の出入口に接続されている。Y アダプタ 3 の第 2 および第 3 の出入口はそれぞれ導管 2 b、2 c を介して人工呼吸器 1 の吸気側と呼気側に接続されている。患者の口腔付近における導管 2 a には、導管 2 a 内の圧力すなわち人工呼吸器圧 P_{aw} を検出する圧力センサ 4 と、患者の呼気および吸気の流量 $Flow$ を検出する流量センサ 5 が設けられている。実際には、導管 2 a に差圧発生探検管を設け、その差圧を 2 本のチューブで患者の口腔から離れた箇所に設置された圧力センサに導き、これによって流量と圧力を測定するものが一般的であるが、ここではそのようなものを含めて概念的に患者の口腔に両センサが存在するとしている。

【0017】圧力センサ 4 と、流量センサ 5 の出力は、換気データ処理装置 6 に送るようにされている換気データ処理装置 6 は図 1 に示すようにコンピュータシステムによる構成である。すなわち、換気データ処理装置 6 は、演算制御を行う CPU (中央処理装置) 7、処理プログラムや必要なデータを記憶し、あるいは処理の過程でデータを一時的に記憶するためのメモリ 8、データを表示する表示手段 9、表示手段 9 に表示するデータを CPU 8 の制御のもとに作成する図象処理部 10、キーボード等から成る入力手段 10、外部からのデータを本システムに取り込むための入力インタフェース 11 とシステムバス 12 を備えている。更に A/D 変換部 13、14 を備え、これらはそれぞれ圧力センサ 4 と、流量センサ 5 の出力を入力インタフェース 11 を通して A/D 変換している。

【0018】次にこのように構成された測定システムの動作を説明する。図 5 は換気データ処理装置 6 が行う処理のフローチャートである。この図を参照して説明する。

【0019】換気データ処理装置 6 が動作開始になると、圧力センサ 4 と、流量センサ 5 の出力から P_{aw} データと流量 $Flow$ データの取り込みを開始し、1 呼吸を認識する (ステップ 101)。ここで吸気開始点を $Flow$ 波形データから認識し、記憶しておき、次の吸気開始点を認識した時点で記憶していた前の吸気開始点から今回の吸気開始点の 1 つ前の時点 (呼気終了点) までを 1 呼吸と認識する。

【0020】次に、認識した 1 呼吸において、吸気量と呼気量の差が所定値 $\alpha\%$ (例えば α は 6%) 以下かを判断する (ステップ 102)。不安定な呼吸データを排除するためである。このステップで no と判断するとステップ 101 に戻る。

特開 2000-175886

5

【0021】ステップ102でyesと判断すると、ステップ103に進み、ここで、Volume波形データを計算する。この計算は、Flow波形データの積分により行う。その際吸気開始点のVolumeをゼロとする。ここで、1呼吸のFlowデータ、Paw データおよびVolumeデータをメモリ8に格納すると共に表示手段9の表示画面に、それらの波形を表示する。一例を図6に示す。

【0022】次に、PEEPを測定する(ステップ104)。理想的には呼吸終末点のPaw の値である。実際には呼吸終末点のPaw は患者の呼吸努力が発生し、PEEPレベルより、急激に下がっている(このわずかな下りを人工呼吸器が検出し、送気を開始する)。このため、呼吸終末付近のPaw の平坦部分を検出しこれをPEEPとす

$$E = (P/A) \times R + \Delta P_{\text{Paw}}/V$$

ここで、

E:患者の口元から見たエラスタンス、コンプライアンス

の逆数。cm²/O/L。

R:患者の口元から見た気道抵抗。cm²/O/L/s。

P1:時刻t1時のFlow、L/s。

Paw1:時刻t1時のPaw、cm²/O。

V1:時刻t1時のVolume、吸気開始点をゼロとしている。L。

ΔP_{Paw} :時刻t1時のPaw1からPEEPを引いた圧。cm²/O。

【0025】この関係式をE軸、R軸の直交座標上で表すと、1つの時点では一本の直線であり、計算範囲内の全ての時刻について表すと直線群となる。ここで、これらの関係式をメモリ8に格納すると共に表示手段9の表示画面に表示する。表示の一例を図7に示す。

【0026】次に、直線群の中の2つの直線の交点を、すべての直線の組み合わせにより求める(ステップ107)。但し、呼吸期間、および吸気期間の終り付近の傾きがゼロに近い直線の組み合わせは除く(交点は求めない)。

【0027】呼吸期間を除くのは次の理由による。呼吸期間において、呼吸筋は通常弛緩しており、その場合はFlowは患者のCの時に定数に従った波形となる。このためER平面上ではどの時点でも全く同一の直線となり、計算不能または誤差が大きくなるからである。また、吸気期間の終り付近の傾きがゼロに近い直線の組み合わせを除くのは、交点がばつからである。

【0028】具体的には、傾きの絶対値がd(秒⁻¹) (例、0.20)以上の直線の組み合わせについて計算する。

【0029】次に、最大傾度の交点を求める(ステップ108)。すなわち、求めた交点のE、Rについて、それぞれ度数分布を求め、傾度が一番大きいE、R値を求める。ただし、度数分布がある程度尖鋭であることが必

(4)

*る。

【0023】次に、計算範囲を決める(ステップ105)。吸気開始点付近と呼吸終末付近はVolumeが非常に小さく、この辺りをデータとして使用する計算上誤差が大きくなる(次ステップで使用する(5)式においてV1が分母になっている)ので、計算範囲から除く。具体的には、吸気量をまず求めておき、吸気期間においては、Volumeが吸気量のb% (例えば20%)以上の期間、呼吸期間においてはVolumeが漸減していくが、吸気量のc% (例えば20%)以上の期間を計算範囲とする。

【0024】次に、計算範囲内のデータ測定時刻毎にE、Rの関係式を求める(ステップ106)。この関係式は次の式である。

$$\dots(5)$$

要である。尖鋭かどうかを判断する基準としては、例えば、平均値に対する分散がc%(例、50%)以下であれば尖鋭とみなす。これらの度数分布および傾度最大のE、R値をメモリ8に格納すると共に表示手段9の表示画面に表示する(度数分布は図7に示すように直線群に重ねて表示する)。

【0030】本実施の形態によれば、不安定時の呼吸データおよび1呼吸のうちの吸気開始点付近と呼吸終末付近のデータを排除しているため、正確な結果が得られる。

【0031】

【発明の効果】本発明によれば、人工呼吸器を接続された患者が自発呼吸を行なっている場合でもC(1/E)、Rを正確に求めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】本発明の原理を説明するための図。

【図3】本発明の原理を説明するための図。

【図4】図1に示した装置が用いられる測定システムの全体図。

【図5】図1に示した装置の動作を説明するためのフローチャート。

【図6】表示手段の表示画面に表示されるデータの例を示す図。

【図7】表示手段の表示画面に表示されるデータの例を示す図。

【図8】電気力学的な呼吸回路の等価回路を示す図。

【符号の説明】

4 圧力センサ

5 流量センサ

6 換気データ処理装置

7 CPU

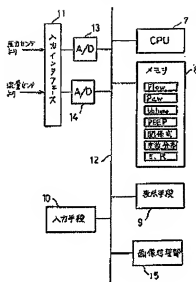
8 メモリ

9 表示手段

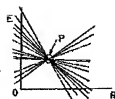
(5)

特開 2000-175886

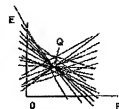
【図1】



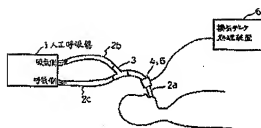
【図2】



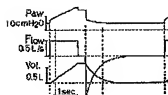
【図3】



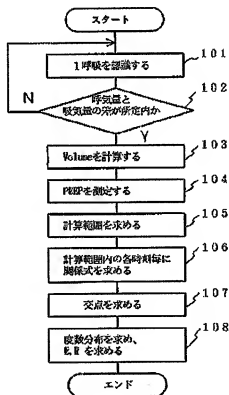
【図4】



【図5】



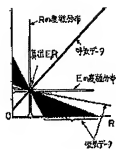
【図6】



(6)

特開2000-175886

【図7】



【図8】

